

Fig. 5

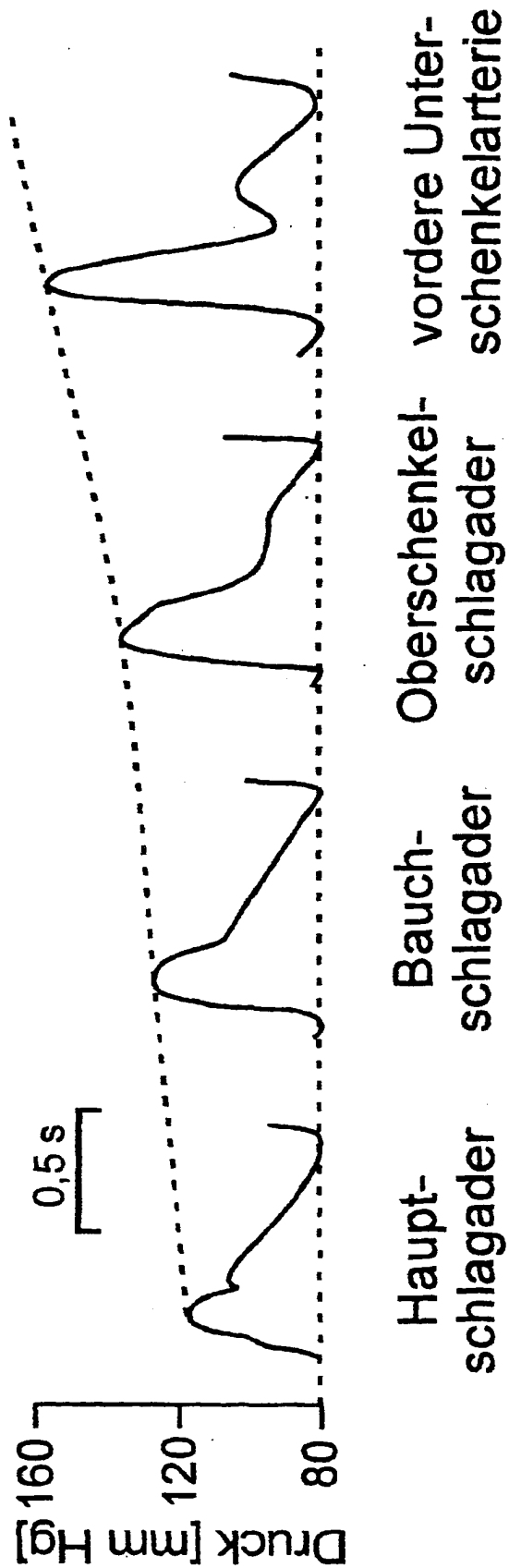


Fig. 4

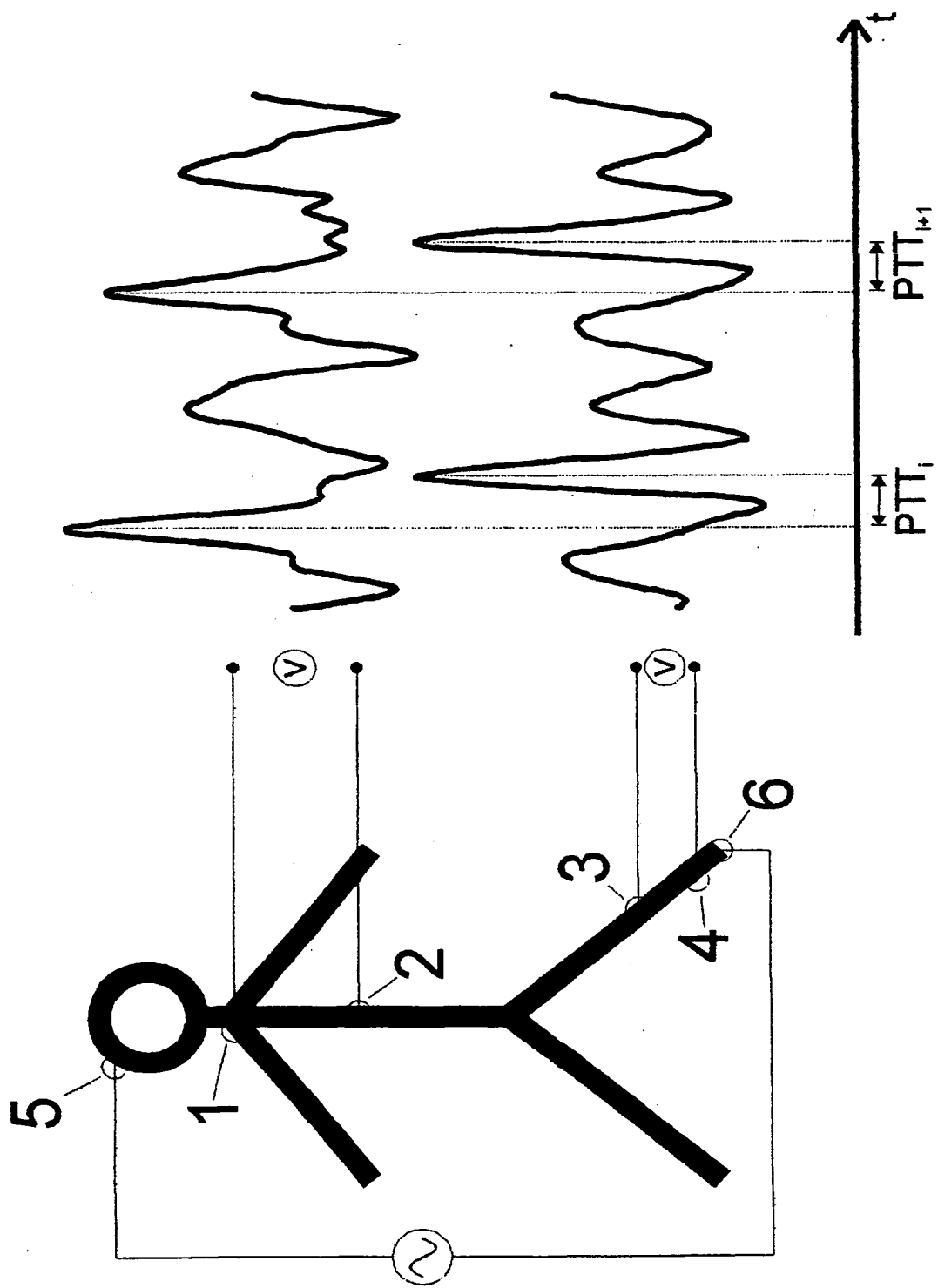


Fig. 3

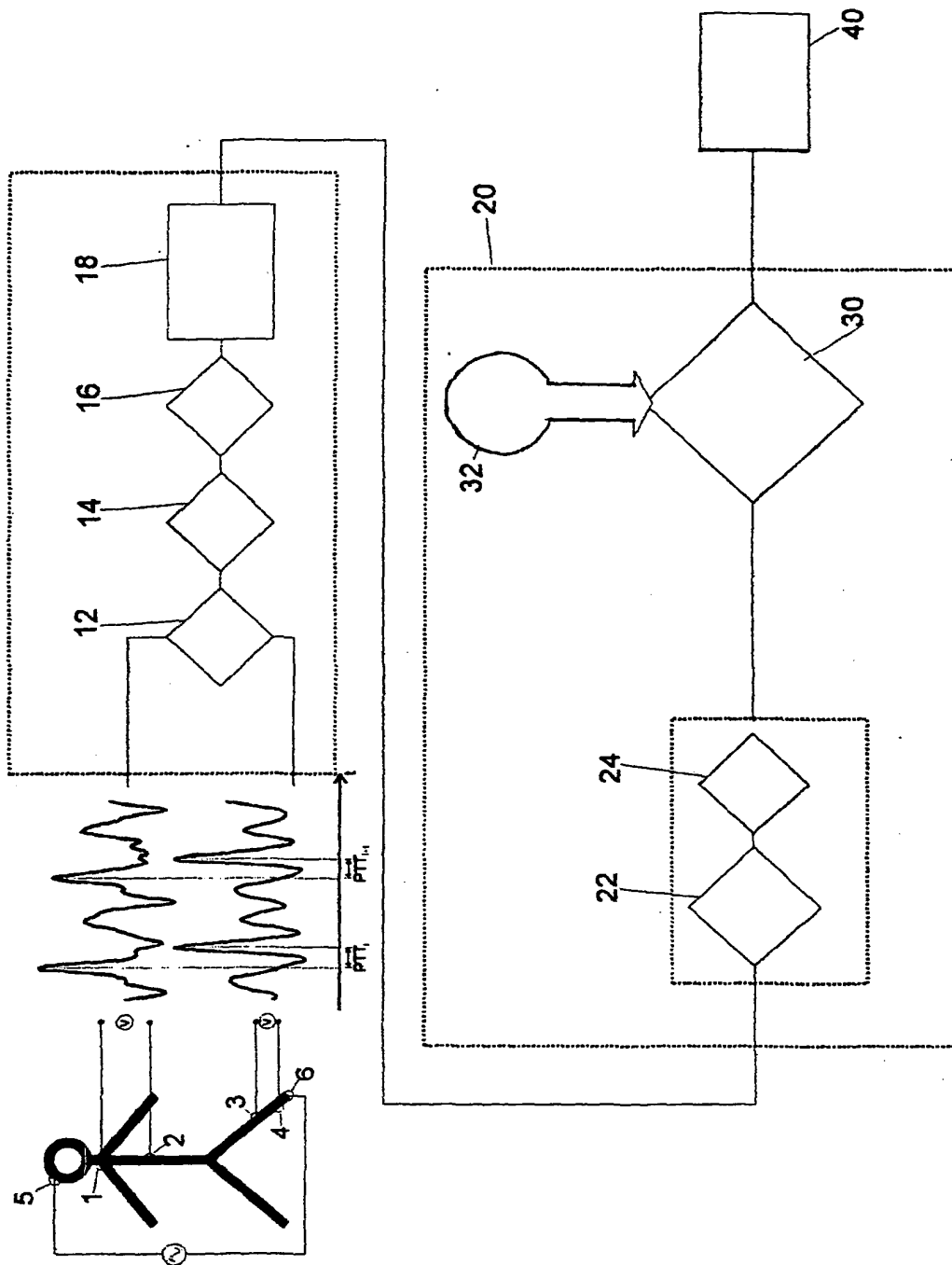


Fig. 2

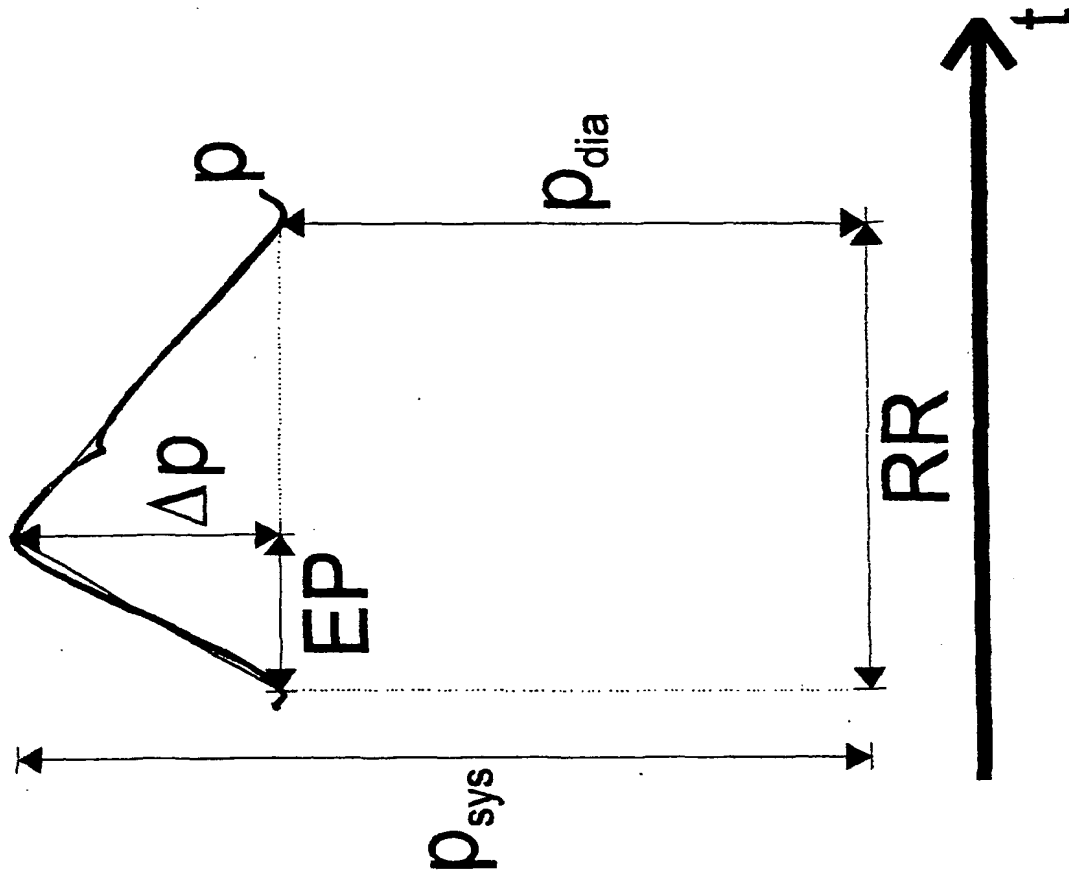


Fig. 1

- Leerseite -

genommenen Messsignale gebildet und lokale Extremwerte in den Zeitableitungen bestimmt werden, um aus der Verschiebung der Maxima bzw. Minima einen Wert für die Pulswellenlaufzeit zu bestimmen.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die aufgenommenen Messsignale dazu verwendet werden, um die Herzzyklusdauer (RR) zu bestimmen.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwei weitere Elektroden (5, 6) angelegt werden, mit denen über die beiden Körperbereiche eine Wechselspannung angelegt wird, und dass mit den beiden Elektroden (1, 2; 3, 4) jedes Sensors die resultierenden Spannungen abgegriffen und die Impedanzen in den Körperbereichen repräsentierende Werte bestimmt werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die weiteren Elektroden (5, 6) mit verschiedenen Wechselstromfrequenzen beaufschlagt werden und ein mittlerer Wert für die Impedanzen aus den Messungen bei verschiedenen Frequenzen bestimmt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass die weiteren Elektroden (5, 6) an Kopf und Fuß des Patienten angebracht werden.

8. Verfahren nach Anspruch 5, 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass mit den Elektroden (1, 2, 3, 4) wenigstens eine EKG-Kurve aufgenommen wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die EKG-Kurve dazu verwendet wird, um die Herzzyklusdauer RR zu bestimmen.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die EKG-Kurve und eines der Messsignale dazu verwendet werden, eine Abschätzung für die Pulswellenlaufzeit zu erhalten, falls aufgrund einer Störung nur ein Messsignal zur Verfügung steht.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der mittlere arterielle Blutdruck durch die Beziehung  $MAP = k/PTT^2$  aus der Pulswellenlaufzeit PTT bestimmt wird, wobei k eine oszillometrisch bestimmte Kalibrationskonstante ist.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass auf Grundlage der aus den Messsignalen abgeleiteten Werte für den mittleren arteriellen Blutdruck MAP und der Herzzyklusdauer RR Werte für den systolischen und den diastolischen Blutdruck abgeleitet werden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der systolische Blutdruck auf Grundlage der Beziehung

$$p_{sys} = p_{dia} + k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) = MAP + k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) \cdot \gamma_1$$

und der diastolische Blutdruck auf Grundlage der Beziehung

$$p_{dia} = p_{sys} - k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) = MAP - k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) \cdot (\gamma_1 - 1)$$

bestimmt werden, wobei  $k_1$  und  $k_2$  Kalibrationskonstanten und  $\gamma_1$  ein Gewichtungsfaktor sind.

14. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der diastolische Blutdruck auf Grundlage der Beziehung

$$p_{dia} = p_{sys} - k_2 \cdot MAP \cdot (RR - EP) = MAP - \gamma_2 \cdot k_2 \cdot MAP \cdot (RR - EP) = MAP \cdot (1 - k_2 \cdot \gamma_2 \cdot (RR - EP))$$

und der systolische Blutdruck auf Grundlage der Beziehung

$$p_{sys} = MAP \cdot (1 + k_2 \cdot (RR - EP) \cdot (1 - 2\gamma_2))$$

bestimmt werden, wobei  $k_2$  eine Kalibrationskonstante und  $\gamma_2$  ein Gewichtungsfaktor ist.

15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die abgeleiteten Blutdruckwerte einer Glättungsfilterung unterzogen und grafisch angezeigt werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Glättungsfilterung mit Hilfe eines Kalman-Filters vorgenommen wird.

17. Vorrichtung zur Ausführung eines Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, mit wenigstens sechs Elektroden (1, 2, 3, 4, 5, 6) und einer Steuer- und Auswerteeinheit (20), die dazu vorbereitet ist, ein die Impedanz repräsentierendes Messsignal zwischen jeweils zwei Elektroden (1, 2; 3, 4) aufzunehmen, die Zeitableitungen der beiden Messsignale zu bilden, lokale Extremwerte in den Zeitableitungen zu erkennen und daraus die Pulswellenlaufzeit und die Herzzyklusdauer zu bestimmen, woraus wiederum nach Kalibrierung der mittlere arterielle Blutdruck, der systolische Blutdruck und der diastolische Blutdruck abgeleitet und angezeigt werden.

---

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

---

[0039] Ausgehend vom diastolischen Druck  $p_{dia}$  kommt es mit jedem Herzschlag zu einer systolischen Volumenänderung  $\Delta V_{sys}$ , die durch das Herzschlagvolumen  $SV$  innerhalb der Volumenauswurfzeit  $EP$  des Herzens abzüglich des ausströmenden Volumens  $k_2 \cdot EP \cdot MAP$  gegeben ist, wodurch der arterielle Blutdruck um  $\Delta p_{sys}$  auf den systolischen Wert  $p_{sys}$  steigt:

$$\Delta V_{sys} = SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP$$

$$\Delta p_{sys} \propto SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP$$

$$p_{sys} = p_{dia} + k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP)$$

wobei  $k_1, k_2$  Kalibrationskonstanten sind.

[0040] Ferner kommt es zu einem Volumenausstrom  $\Delta V_{dia}$ , da das Blut getrieben vom MAP gegen den Strömungswiderstand TPR (Total Peripheral Resistance) kontinuierlich aus dem arteriellen in das venöse Gefäßsystem fließt. Der TPR kann innerhalb eines Herzzyklus als konstant angenommen werden. Der im Folgenden betrachtete Zeitraum umfasst eine Herzzyklusdauer  $RR$ . Es kommt ausgehend vom systolischen Blutdruck durch den Volumenverlust zu einem Druckabfall um  $\Delta p_{dia}$  proportional zur Verringerung des Volumens:

$$\Delta V_{dia} \propto MAP \cdot (RR - EP)$$

$$\Delta p_{dia} \propto MAP \cdot (RR - EP)$$

$$p_{dia} = p_{sys} - k_2 \cdot MAP \cdot (RR - EP)$$

[0041] Dabei ist die Blutdruckamplitude immer auf den diastolischen Druck des vorhergehenden Herzzyklus aufgelagert.

[0042]  $\Delta p_{dia}$  und  $\Delta p_{sys}$  sind äquivalente Ausdrücke für die Blutdruckamplitude. Die Konstanten  $k_1$  bzw.  $k_2$  in den obigen Formeln erhält man durch oszillometrische Kalibrierung. Aus der obigen Beschreibung ergibt sich, dass die mit zwei Alternativen berechnete Blutdruckamplitude  $\Delta p_{dia}$  und  $\Delta p_{sys}$  lediglich geeignet um den mittels PTT bestimmten Mittelwert MAP zentriert werden muss, um den systolischen und den diastolischen Druck zu erhalten, wobei folgende zwei Berechnungsmöglichkeiten gegeben sind:

$$p_{sys} = p_{dia} + k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) = MAP + k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) \cdot \gamma_1$$

$$p_{dia} = p_{sys} - k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) = MAP - k_1 \cdot (SV - k_2 \cdot EP \cdot MAP) \cdot (\gamma_1 - 1) \quad (1)$$

$$p_{dia} = p_{sys} - k_2 \cdot MAP \cdot (RR - EP) = MAP - \gamma_2 \cdot k_2 \cdot MAP \cdot (RR - EP) = MAP \cdot (1 - k_2 \cdot \gamma_2 \cdot (RR - EP))$$

$$p_{sys} = MAP \cdot (1 + k_2 \cdot (RR - EP) \cdot (1 - 2\gamma_2))$$

wobei  $\gamma_1, \gamma_2$  Gewichtungsfaktoren sind.

[0043] Nimmt man eine von der in Fig. 1 dargestellten abweichende Druckkurve an, gehen die Gewichtungsfaktoren in die Kalibration mit ein.

[0044] Beide oben aufgeführten Alternativen (1) und (2) zur Bestimmung von  $p_{dia}$  und sind gleichwertig und sind alternativ anwendbar.

[0045] Fig. 5 zeigt die über einen längeren Zeitraum aufgenommenen Blutdruckwerte, die gemäß dem vorliegenden Verfahren bestimmt wurden, im Vergleich mit invasiv, mit einem in der Arterie angeordneten Drucksensor bestimmten Blutdruckwerten. Die Daten in beiden Messreihen wurden durch gleitende Mittelung geglättet. Die Daten wurden während einer Narkose-Einleitung aufgenommen, die für den starken Blutdruckabfall verantwortlich ist. Auch ist der periodische Einfluss der Atmung auf den Blutdruck erkennbar, und zwar auch bei dem erfindungsgemäßen Verfahren, was die Genauigkeit und das gute Auflösungsvermögen des erfindungsgemäßen Verfahrens belegt.

[0046] Der Vergleich in Fig. 5 zeigt, dass das vorliegende Verfahren Ergebnisse liefert, die mit den invasiv gemessenen sehr gut übereinstimmen. Die vorliegende Erfindung erlaubt daher mit sehr viel geringerem Aufwand, und für den Patienten weit weniger unangenehm, als die invasiven Verfahren eine kontinuierliche Blutdrucküberwachung durchzuführen, deren Messgenauigkeit und Verlässlichkeit mit der von invasiven Verfahren vergleichbar ist.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur kontinuierlichen Bestimmung des arteriellen Blutdrucks durch Messung der Pulswellenlaufzeit (PTT), bei dem an wenigstens zwei Körperbereichen eines Patienten Messsignale abgenommen werden, aus der Zeitdifferenz zwischen korrespondierenden Punkten der beiden Signale die Pulswellenlaufzeit bestimmt und daraus ein Wert für den Blutdruck abgeleitet wird, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Sensor mit wenigstens zwei Elektroden (1, 2; 3, 4) ein die Impedanz in dem Körperbereich repräsentierendes Messsignal aufnimmt, aus den Messsignalen in den beiden Körperbereichen Pulswellenlaufzeit bestimmt und daraus der mittlere arterielle Blutdruck bestimmt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein die Impedanz repräsentierendes Messsignal im Bereich des Thorax und ein weiteres weiter peripher (herzfern), etwa im Bereich des Unterschenkels, aufgenommen wird.
3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Zeitableitung der auf-

V: arterielles Volumen  
 P: Druck  
 $\rho$ : Blutdichte  
 PTT: Pulswellenlaufzeit

5 d: Distanz

[0029] Unter der Annahme, dass  $h$ ,  $V$ ,  $r$ ,  $\rho$  während einer kurzen Beobachtungszeit von einigen Stunden näherungsweise als konstant angesehen werden können, lassen sich die Formeln zu

$$\Delta P = \text{const} \cdot c^2$$

10

vereinfachen. Die Pulswellengeschwindigkeit ist natürlich zu der Pulswellenlaufzeit umgekehrt proportional, so dass:

$$\Delta P = \frac{\text{const}}{PTT^2}$$

15

gilt.

[0030] Dieser Zusammenhang zwischen dem mittleren arteriellen Blutdruck MAP und der Pulswellenlaufzeit PTT wurde schon 1922 von Bramwell beschrieben und später von Wetterer experimentell geprüft.

20

[0031] Der mittlere arterielle Blutdruck ergibt sich mittels oszillometrischer Druckmessung  $p_0$  durch den Kalibrierungsfaktor  $k$ :

$$k = p_0 \cdot PTT^2.$$

25

[0032] Im Folgenden wird gezeigt, wie sich mit dem Verfahren auch der diastolische und der systolische Blutdruck bestimmen lässt.

[0033] Fig. 4 zeigt die Druckverläufe entlang dem arteriellen Hauptrohr bei einem jüngeren Erwachsenen. Man bezeichnet das Druckminimum am Ende des Herzzyklus als diastolischen Druck, das Druckmaximum im Verlauf der Blutauswurfsphase des Herzens als systolischen Druck.

30

[0034] Elastizität und Querschnitt der Arterien verringern sich mit wachsendem Abstand vom Herzen. Dadurch erhöht sich der Druckwellenwiderstand, der zur systolischen Druckerhöhung führt, was sich auch an Fig. 4 ablesen lässt. Das Ausmaß der Druckerhöhung ist individuell unterschiedlich und verändert sich z. B. mit dem Alter des Menschen.

35

[0035] Der mittlere arterielle Blutdruck MAP wird bei bekanntem Druckverlauf als Integral über den Druckverlauf über die Zeitdauer eines Herzzyklus bestimmt. Gewinnt man die Druckverlaufskurve aus einer Arterie einer Extremität (üblich ist etwa A. radialis oder A. femoralis), so ergibt sich durch die systolische Druckerhöhung für den systolischen Druck ein zu hoch und für den mittleren und diastolischen arteriellen Druck ein zu klein geschätzter Wert.

40

[0036] Ist andererseits der mittlere arterielle Blutdruck MAP bekannt, wie beim vorliegenden Verfahren aus der Bestimmung der Pulswellenlaufzeit PTT, so kann für die Bestimmung des zentralen (herznahen) systolischen und diastolischen Drucks ein festes Verhältnis zum MAP angenommen werden: Der herznahe Druckverlauf lässt sich durch einen linearen Anstieg des Druckes von diastolisch auf systolisch, gefolgt von einem linearen Abfall wieder auf den diastolischen Wert innerhalb des Herzzyklus annähern. Dieser näherungsweise Verlauf ist schematisch in Fig. 1 dargestellt. Das Integral ergibt sich dann näherungsweise als

45

$$\begin{aligned} \int p(t) dt &= \frac{1}{2} \cdot \Delta p \cdot EP + \frac{1}{2} \cdot \Delta p \cdot (RR - EP) + RR \cdot p_{dia} \\ &= \frac{1}{2} \cdot RR \cdot (\Delta p + 2 \cdot p_{dia}) \\ &= \frac{1}{2} \cdot RR \cdot (p_{sys} - p_{dia} + 2 \cdot p_{dia}) \\ &= \frac{1}{2} \cdot RR \cdot (p_{sys} + p_{dia}) \end{aligned}$$

50

mit:

$p$  = arterieller Druckverlauf

55

$\Delta p$  = Druckamplitude

$p_{sys}$  = systolischer Blutdruck

$p_{dia}$  = diastolischer Blutdruck

$EP$  = Volumenauswurfzeit des Herzens

$RR$  = Herzzyklusdauer.

60

[0037] Legt man statt des hier betrachteten herznahen Druckverlaufs, wie er in Fig. 1 dargestellt ist, einen herzfernen Druckverlauf zugrunde, so ergibt sich statt des arithmetischen Mittels in der obigen Beziehung ein gewichtetes Mittel, das durch Kalibrierung bestimmt werden kann.

[0038] Zur Bestimmung der Blutdruckamplitude wird näherungsweise angenommen, dass das Elastizitätsmodul des arteriellen Gefäßsystems im betrachteten Abschnitt konstant sei:

65

$$\Delta p \propto \Delta V$$

mit  $\Delta V$  = Volumenänderung im System.

schreibung der Erfindung dargestellt werden.

[0013] Das erfindungsgemäße Verfahren ist besonders vorteilhaft, da mit der Impedanz ein einfach und verlässlich messbarer Parameter verwendet wird, der einfach mit jeweils zwei standardmäßig und kostengünstig zur Verfügung stehenden Elektroden aufgenommen werden kann. Die Beeinträchtigung des Patienten ist, anders als bei invasiven Methoden oder der Messung über eine permanent anliegende Druckmanschette, minimal. Darüber hinaus ist die Messung robust und wenig stör anfällig und liefert auch in kritischen Situationen mit einhergehender mangelnder Durchblutung der terminalen Strombahn verlässliche Blutdruckwerte.

[0014] Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen in den Zeichnungen beschrieben, in denen:

[0015] Fig. 1 eine schematische Darstellung des Druckverlaufs während eines Herzzyklus ist;

[0016] Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens ist;

[0017] Fig. 3 eine schematische Darstellung der aufgenommenen Messsignale ist;

[0018] Fig. 4 Darstellungen des Druckverlaufs während eines Herzzyklus in verschiedenen Bereichen mit zunehmender Entfernung vom Herzen sind;

[0019] Fig. 5 ein Graph ist, in dem die mit der vorliegenden Erfindung gemessenen Blutdruckwerte mit invasiv gemessenen Werten verglichen sind.

[0020] Gemäß Fig. 2 und 3 wird bei dem vorliegenden Verfahren mit zwei Elektroden 1 und 2, die auf Abstand zueinander in einem ersten Körperbereich, vorzugsweise wie dargestellt am Thorax angebracht sind, und mit zwei Elektroden 3 und 4, die auf Abstand zueinander vorzugsweise am Unterschenkel angebracht sind, jeweils der Wechselstromwiderstand  $Z$  (bzw. ein die Impedanz repräsentierendes Messsignal) zwischen den Elektroden der beiden Elektrodenpaare 1, 2 und 3, 4 als Messkurve aufgenommen. Dazu wird über die weiteren Elektroden 5, 6 am Kopf und Fuß des Patienten eine schwache, hochfrequente Wechselspannung angelegt wird, so dass zwischen den Elektrodenpaaren 1, 2 und 3, 4 jeweils eine Spannung aufnehmbar ist.

[0021] In der in Fig. 2 gezeigten Vorrichtung wird zunächst die Zeitableitung  $dZ/dt$  der aufgenommenen Messsignale gebildet und die Zeitableitungen dann verschiedenen Filterungen unterzogen, nämlich in einem 50 Hz Bandsperrfilter 12, einem 5 Hz Hochpassfilter 14 und einem 16 Hz Tiefpassfilter 16, wonach die Signale in einer Analog/Digital-Wandlereinrichtung 18 einer A/D-Wandlung unterzogen werden. In der Steuer- und Auswerteeinheit 20, die vorzugsweise durch einen geeignet programmierten Computer gebildet wird, werden die aufgenommenen Messsignale verschiedenen Untersuchungen und Verarbeitungen zugeführt.

[0022] In der Steuer- und Auswerteeinheit 20 sind die aufeinanderfolgenden Auswerteschritte schematisch wie in einem Flussdiagramm dargestellt. In Schritt 22 werden die Zeitableitungen der aufgenommenen Impedanzfunktionen nach lokalen Extremwerten abgesucht. In Schritt 24 erfolgt eine weitere Mustererkennung, um charakteristische Punkte in den Kurvenverläufen sicher zu identifizieren. Durch Bestimmen von Maxima in den Zeitableitungen lassen sich z. B. die Punkte des maximalen Anstiegs in der Impedanzfunktion auffinden.

[0023] Zur Bestimmung der Pulswellenlaufzeit PTT wird innerhalb jedes Herzzyklus jeweils aus den die Impedanz repräsentierenden Messsignalen in den gewählten Körpersegmenten (vorzugsweise Thorax und Unterschenkel) ein charakteristischer Punkt bestimmt (z. B. lokales Maximum in der Ableitung des Messsignals nach der Zeit, was dem Punkt maximaler Steigung im Impedanzsignal entspricht). Durch Bestimmung der zeitlichen Verschiebung zwischen den charakteristischen Punkten wird, wie in Fig. 3 illustriert ist, die Pulswellenlaufzeit PTT bestimmt.

[0024] Die Berechnung von mittlerem, diastolischem und systolischem Blutdruck, wobei die Verfahrensweisen weiter unten beschrieben werden, erfolgt in Schritt 30. Dabei gehen mit 32 bezeichnete Kalibrationskonstanten ein. Die Ergebnisse werden schließlich auf einem Anzeigeschirm 40 dargestellt.

[0025] In der dargestellten Ausführungsform können aufgrund der mit den weiteren Elektroden 5 am Kopf und 6 am Fuß des Patienten angelegten hochfrequenten schwachen Wechselspannung über die Elektrodenpaare 1, 2 und 3, 4 Spannungen abgegriffen und dadurch die Impedanzen der zwischen den Elektroden 1, 2 und 3, 4 liegenden Körpersegmente repräsentierende Messsignale abgeleitet werden.

[0026] Ferner ist es in dieser Ausführungsform möglich über die Elektroden 1, 2 am Thorax eine EKG-Kurve aufzunehmen. Die zusätzliche Aufnahme einer EKG-Kurve ermöglicht es, weitere Parameter, wie etwa die Pre-ejection Periode (PEP) und die Herzzyklusdauer, durch Vergleich von EKG-Kurve mit den Zeitableitungen der Impedanzkurven zu bestimmen. Auch kann mittels der EKG-Kurve und einer Messsignalkurve eine Abschätzung für die Pulswellenlaufzeit gewonnen werden, falls das andere Messsignal aufgrund einer Störung nicht auswertbar ist.

[0027] Die Bestimmung des mittleren arteriellen Blutdrucks MAP aus der Pulswellenlaufzeit PTT kann in folgender Weise vorgenommen werden. Es ist bekannt, dass das Elastizitätsmodul und die Druckänderung in einem festen Verhältnis zueinander stehen, dass durch folgende Gleichungen beschrieben wird:

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

$$C = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot p}}$$

[0028] Dabei ist:

C: Pulswellengeschwindigkeit

r: Lumenradius

E: Elastizitätsmodul

h: Wanddicke

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Bestimmung des arteriellen Blutdrucks durch Messung der Pulswellenlaufzeit (PTT: Puls Transition Time), bei dem an wenigstens zwei Körperbereichen eines Patienten Messsignale abgenommen werden, aus der Zeitdifferenz zwischen korrespondierenden Punkten der beiden Signale die Pulswellenlaufzeit bestimmt und daraus ein Wert für den Blutdruck abgeleitet wird.

[0002] Ein derartiges Verfahren ist zum Beispiel aus WO 00/10453 bekannt. Bei dem bekannten Verfahren wird die durch den Herzschlag verursachte Pulswelle an zwei voneinander entfernten Stellen des Körpers eines Patienten erfasst, wobei hierzu druckempfindliche Sensoren verwendet werden, die den Ausschlag an der Hautoberfläche, der durch den Herzschlag und die resultierende Druckwelle erzeugt wird, aufnehmen. Das von zwei entfernt zueinander an der Haut des Patienten aufgenommene Messsignal wird jeweils einer Zeitableitung unterzogen und anschließend die Pulswellenlaufzeit durch Bestimmung der zeitlichen Verschiebung zwischen charakteristischen Punkten der Messsignalverläufe bestimmt. Aus der Pulswellenlaufzeit lässt sich, nachdem eine Kalibrationskonstante bestimmt ist, ein Maß für den mittleren arteriellen Blutdruck ableiten.

[0003] Ein solches Verfahren zur kontinuierlichen Messung und Überwachung des Blutdrucks eines Patienten ist unzuverlässig und kann erhebliche Ungenauigkeiten aufweisen, da bereits geringfügige Bewegungen des Patienten die Messsignale der Sensoren verfälschen können.

[0004] Andere Verfahren zur Bestimmung des Blutdrucks auf Grundlage der Pulswellenlaufzeit benutzen als Sensoren Photoplethysmographen oder Ultraschall-Doppler. Mit den Letzteren lassen sich praxistaugliche Ergebnisse erzielen, der Aufwand bei der Platzierung der Schallköpfe und die Einsatzkosten sind jedoch zu hoch, um für den klinischen Alltag tauglich zu sein. Photoplethysmographen sind vergleichsweise kostengünstig, sie sind jedoch auf das Registrieren von Volumenpulsen der die Haut versorgenden peripheren Arterien (Arterien vom muskulären Typ) beschränkt. Der Volumenpuls der Arterien vom muskulären Typ ist aber durch die vom Herzen aus gesehene starke Verengung der Gefäße etwa um den Faktor 2.5(0) durch Reflexionen und Überlagerungen stark verzerrt so dass die Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit zu ungenau wird. Ein weiterer Nachteil der Bestimmung der Pulswellenlaufzeit mittels Photoplethysmographen liegt darin, dass die Durchblutung der terminalen Strombahn in kritischen Kreislagsituationen (zum Beispiel Zentralisierung bei Schock) oder bei Kälte (kalte Hände) sehr stark eingeschränkt ist, so dass in solchen Situationen gar kein Signal mehr registrierbar ist, was besonders unbefriedigend ist, da gerade in kritischen Situationen präzise Werte für den Blutdruck benötigt werden.

[0005] In dem Artikel "Clinical evaluation of continuous non-invasive blood pressure monitoring: Accuracy and tracking capabilities", Christopher C. Young et al., Journal of Clinical Monitoring, Vol. 11, No. 4, Juli 1995, Seiten 245-252, wurde die Genauigkeit der Blutdruckmessung über die Pulswellenlaufzeit, die mittels zwei entfernt am Körper angeordneten photometrischen Zellen bestimmt wurde, mit den gleichzeitig aufgenommenen Ergebnissen einer invasiven Blutdruckmessung verglichen. Die invasive Blutdruckmessung, die mit einem an einem Katheter in eine Arterie eingeführten Sensor arbeitet, ist die derzeit präziseste zur Verfügung stehende Methode, da es sich um eine direkte Messung der interessierenden Parameter handelt. Die Präzision der direkten Messung ist jedoch aufgrund der Probleme durch Eigenfrequenz und Dämpfung des Systems Gegenstand kontroverser Diskussionen. Gleichwohl zeigt die Gegenüberstellung in dem genannten Artikel, dass die über die Pulswellenlaufzeit, bestimmt durch photometrische Pulssensoren, ermittelten Blutdruckwerte oft nicht gut mit den präziseren invasiv gemessenen Blutdruckwerten übereinstimmen und darüberhinaus in einem relativ längeren Zeitraum gar nicht verfügbar sind. Desweiteren wird nicht die Pulswellenlaufzeit in zentralen Arterien (Arterien vom elastischen Typ) erfasst, die den zu bestimmenden Parameter (zentraler Blutdruck) widerspiegelt.

[0006] Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren zur kontinuierlichen Bestimmung des arteriellen Blutdrucks durch Messung der Pulswellenlaufzeit so zu verbessern, dass das Verfahren verlässlich und präzise arbeitet und mit geringem Aufwand anwendbar ist.

[0007] Zur Lösung dieser Aufgabe dienen die kennzeichnenden Merkmale des Patentanspruchs 1 in Verbindung mit dessen Oberbegriff. Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen aufgeführt.

[0008] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird in wenigstens zwei Körperbereichen, vorzugsweise am Thorax und am Unterschenkel, ein die Impedanz repräsentierendes Messsignal aufgenommen. Die Impedanz lässt sich z. B. einfach mit vier auf die Haut aufgeklebten Elektroden, die von einer Steuer- und Auswerteeinheit betrieben werden, bestimmen. Es ist bekannt, dass Impedanzänderungen Änderungen des Flüssigkeitsgehaltes in dem untersuchten Körperbereich widerspiegeln, so dass der zeitliche Verlauf der Impedanz dazu geeignet ist, durch Vergleich von wenigstens zwei die Impedanz repräsentierenden Messsignalen, die an voneinander entfernten Stellen aufgenommen werden, die Pulswellenlaufzeit zu bestimmen.

[0009] Vorzugsweise wird die Zeitableitung der aufgenommenen Messsignale gebildet, und es werden lokale Extremwerte, z. B. Maxima in den Zeitableitungen bestimmt, die den Punkten maximaler Steigung der Impedanz entsprechen, und aus der zeitlichen Verschiebung dieser Maxima gegeneinander ein Wert für die Pulswellenlaufzeit bestimmt. Ferner können die aufgenommenen Messsignale bzw. deren Zeitableitungen dazu verwendet werden, um die Herzzyklusdauer zu bestimmen.

[0010] Werden je zwei Sensoren z. B. im Bereich des Thorax und im Bereich des Unterschenkels angebracht und aus charakteristischen Punkten der Impedanzverläufe die Pulswellenlaufzeit bestimmt, so erhält man die Pulswellenlaufzeit der zentralen Strombahn. Die Verzerrung der Druck- und Stromkurven ist in diesem Bereich vergleichsweise gering, so dass die Präzision des Verfahrens mindestens im Bereich der bisher präzisesten Verfahren, nämlich der invasiven Messung mittels Katheter, liegt.

[0011] Aus der Pulswellenlaufzeit lässt sich nach geeigneter Kalibration unmittelbar der mittlere arterielle Blutdruck bestimmen.

[0012] Mit dem Verfahren der vorliegenden Erfindung können darüberhinaus auch die Werte des systolischen und des diastolischen Blutdrucks bestimmt werden, wobei die dabei verwendeten Beziehungen in der folgenden detaillierten Be-

D 2



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Off nlegungsschrift**  
⑩ **DE 100 61 189 A 1**

⑤ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**A 61 B 5/021**  
A 61 B 5/053

②1 Aktenzeichen: 100 61 189.3  
②2 Anmeldetag: 8. 12. 2000  
④3 Offenlegungstag: 27. 6. 2002

DE 100 61 189 A 1

⑦1 Anmelder:  
Störmer, Ingo, Dr., 40221 Düsseldorf, DE;  
Buttgereit, Peter, 22846 Norderstedt, DE

⑦4 Vertreter:  
Uexküll & Stolberg, 22607 Hamburg

⑦2 Erfinder:  
gleich Anmelder

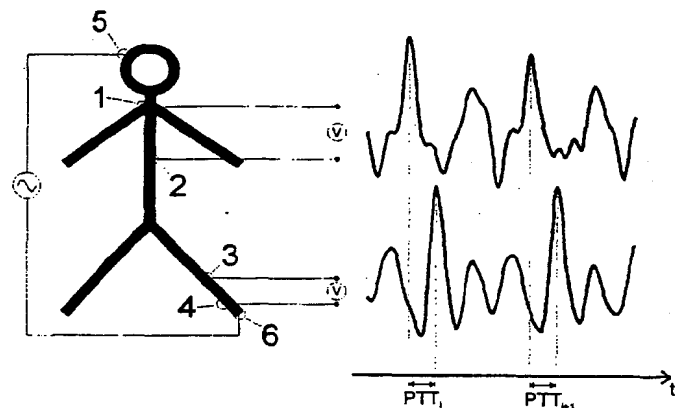
⑤6 Entgegenhaltungen:  
US 48 07 638 A  
EP 04 67 853 A1  
WO 00 10 453 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Bestimmung des arteriellen Blutdrucks

⑤7 Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur kontinuierlichen Bestimmung des arteriellen Blutdrucks durch Messung der Pulswellenlaufzeit (PTT), bei dem an wenigstens zwei Körperbereichen eines Patienten Messsignale abgenommen werden, aus der Zeitdifferenz zwischen korrespondierenden Punkten der beiden Signale die Pulswellenlaufzeit bestimmt und daraus ein Wert für den Blutdruck abgeleitet wird. Um die Genauigkeit zu verbessern und die Anwendung gleichzeitig zu vereinfachen, ist erfindungsgemäß vorgesehen, dass jeder Sensor mit wenigstens zwei Elektroden (1, 2; 3, 4) ein die Impedanz in dem Körperbereich repräsentierendes Messsignal aufnimmt, aus den Messsignalen in den beiden Körperbereichen Pulswellenlaufzeit bestimmt und daraus der mittlere arterielle Blutdruck bestimmt wird. Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren lässt sich auf einfache Weise, mit standardgemäßen Elektroden, die Pulswellenlaufzeit bestimmen und daraus der mittlere arterielle Blutdruck und schließlich auch der systolische und der diastolische Blutdruck bestimmen.



DE 100 61 189 A 1